Année 1975

N°

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

XAVIER BICHAT

No 29

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Jean VALLI

NE LE 1ER FEVRIER 1947 A BERNE *(SUISSE)*

Presentée et soutenue publiquement le 1975

L'ESTIMATION VOLUMETRIQUE DE LA RATE A PARTIR DE LA SCINTIGRAPHIE SPLENIQUE

PRESIDENT : M. G. BILSKI-PASQUIER, PROFESSEUR

Editions de l'A.G.E.M.P.
8, Rue Dante - PARIS Ve

Année 1975 N°

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

XAVIER BICHAT

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Jean VALLI

NE LE 1ER FEVRIER 1947 A BERNE (SUISSE)

Presentée et soutenue publiquement le 1975

L'ESTIMATION VOLUMETRIQUE DE LA RATE A PARTIR DE LA SCINTIGRAPHIE SPLENIQUE

PRESIDENT : M. G. BILSKI-PASQUIER, PROFESSEUR

Editions de l'A.G.E.M.P.
8, Rue Dante - PARIS Ve

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A Anne et Thomas

avec tout mon amour.

A mes Parents

avec ma profonde affection et ma reconnaissance

pour leur dévouement.

A mon Frère

A mes Soeurs

A leurs Familles

avec toute ma tendresse.

A mes Beaux Parents

Avec toute mon affection.

A mes Maîtres dans les Hôpitaux

avec ma gratitude, pour l'enseignement et l'exemple qu'ils m'ont donnés.

A mes Maîtres dans les Hôpitaux

avec ma gratitude, pour l'enseignement et l'exemple qu'ils m'ont donnés.

A Madame le Docteur Josette FRETAULT

Chef de Travaux à la Faculté
Assistante de Biologie des Hôpitaux

qui, par ses bienveillants conseils

m'a permis d'écrire cette thèse.

PLAN

I - INTRODUCTION

II - SCINTIGRAPHIE SPLENIQUE

. - II.1. - Historique

II.2. - Principe

II.3. - Marquage et altération érythrocytaire

II.4. - Appareillage scintigraphique.

III - ESTIMATION DU VOLUME SPLENIQUE A PARTIR DE LA SCINTIGRAPHIE

III.1. - Volume réel

III.2. - Formule de Fischer-Wolff

III.3. - Formule de Spencer

III.4. - Formule de Samuels

III.5. - Formule de Larson

III.6. - Formule de Rollo-Deland

III.7. - Formule de Salvatore

III.8. - Resultats

IV - DISCUSSION

IV.1. - Analyse statistique des résultats

IV.2.- Discussion

IV.3. - Conclusion

V - CONCLUSION GENERALE

VI - BIBLIOGRAPHIE

oOo

I - INTRODUCTION

La rate, organe lymphoïde profond, branché sur la circulation porte, participe, de par ses multiples fonctions, à de nombreux processus morbides.

Ceci explique la grande variété de l'inventaire étiologique des splénomégalies et le bénéfice que l'exploration splénique tire des méthodes isotopiques.

En effet, l'intérêt de la scintigraphie splénique, comme moyen d'investigation tient essentiellement :

- aux limites de l'exploration clinique. On estime à environ 20 % les splénomégalies échappant à une palpation soigneuse de l'hypocondre gauche.

- à l'insuffisance des méthodes de radiodiagnostic conventionnelles.

Elle sera donc particulièrement indiquée lorsque l'établissement d'un diagnostic nécessite la connaissance de la structure et des dimensions de la rate.

La dimension d'une masse tumorale de l'hypocondre gauche est un problème courant en clinique où la scintigraphie joue un rôle important dans le diagnostic différentiel de ces tumeurs.

L'existence d'une splénomégalie cliniquement évidente ne diminue en rien, bien au contraire l'intérêt de la scintigraphie splénique. Celle-ci permet en effet :

- une mensuration rigoureuse,

- la mise en évidence d'une lésion intrasplénique : infarctus, kyste, noyau tumoral,

- éventuellement le repérage anatomique précis en vue de la mise en place d'un champ d'irradiation.

- enfin le contrôle objectif de la fonte d'une splénomégalie sous l'influence de la radiothérapie ou de la chimiothérapie.

C'est ainsi que dans le cadre d'une affection hématologique et tout particulièrement au cours des hématosarcomes, la scintigraphie splénique fait non seulement partie du bilan initial de la maladie, mais aussi du bilan de surveillance (dans la mesure où il n'y a pas eu de splénectomie).

Il en va de même au cours d'une maladie de Hodgkin où la scintigraphie contribue au classement du processus lymphogranulomateux dans un des quatre stades évolutifs dont dépend la décision thérapeutique (radiothérapie et/ou chimiothérapie).

Dans ces conditions il nous est apparu utile de voir dans quelles mesures à partir de l'image scintigraphique nous pouvions extrapoler le volume réel de cet organe.

cOo

II - SCINTIGRAPHIE SPLENIQUE

II.1. - HISTORIQUE

L'utilisation des radioisotopes comme traçeur biologique au service de la médecine fut démontrée pour la première fois par Georg Von HEVESY dans les années 1940-1941 et reçut ses premières applications en 1951 aux USA, ou CASSEN, CURTIS et ALLEN recoururent à l'I 131 pour l'exploration fonctionnelle de la thyroïde.

Depuis ses débuts, l'utilisation des radioéléments artificiels n'a cessé, d'une part d'étendre son champ d'application et d'autre part de perfectionner son infrastructure technologique.

En ce qui concerne l'extension des applications des isotopes elle s'est faite soit aux dépens du radiodiagnostic soit en le complétant. C'est ainsi que la scintigraphie est capable d'étudier des organes pleins, tels que la rate, qui du fait de leur composition identique par rapport aux tissus de voisinage, échappaient au radiodiagnostic.

Quant aux progrès technologiques ils sont marqués entre autres par l'automatisation de la méthode dès 1953 et par l'invention de la camera à scintillation par ANGER en 1958.

En France les premières études technologiques furent réalisées par FOLICHON et GANDY en 1956.

Quant aux premières scintigraphies spléniques elles datent de 1960, date à laquelle JOHNSON et coll. utilisèrent les récentes techniques d'altération des érythrocytes par anticorps anti-D incomplets.

Néanmoins cette méthode longue et inappliquable à des sujets Rhesus négatifs fut rapidement supplantée par la technique d'altération des hématies par la chaleur, dont les inventeurs furent WINKELMANN et coll. aux USA, BILSKI-PASQUIER, GONGORA et SAMMET en France.

II.2. - PRINCIPE

Les techniques de scintigraphie splénique utilisent la propriété que possède la rate d'éliminer du sang circulant les globules rouges altérés.

Elles comportent donc deux étapes :

- le marquage des hématies par un radioélément émetteur d'un rayonnement gamma,
- puis leur altération de façon à les transformer en sphérocytes.

La rate, après avoir épuré les hématies fragilisées sera le siège d'une haute concentration radioactive qui permet l'obtention d'une oûage scintigraphique que ce soit à l'aide d'un scintigraphe conventionnel ou d'une caméra à scintillation.

II.3. - MARQUAGE ET ALTERATION ERYTHROCYTAIRE

Lorsqu'on chercha à déterminer, dans des cas de splérocytose congénitale, la survie globulaire, par marquage des hématies au Cr^{51}, on remarqua que la durée de vie des érythrocytes diminuait mais surtout que leur destruction était exclusivement splénique.

Ne connaissant aucune substance s'accumulant sélectivement dans la rate, HARRIS, Mac ALISTER et PRANKERD pensèrent utiliser cette propriété pour l'exploration splénique et fabriquèrent des sphérocytes artificiels. Ils constatèrent même, que le captage des sphérocytes artificiels par la rate était plus rapide que le captage des sphérocytes naturels et ceci quelle qu'ait été la technique d'altération érythrocytaire (Ac anti-D incomplets, procédés chimiques ou physiques).

La cause de la séquestration splénique des hématies altérées ne tient pas à leur forme mais à la perte de la plasticité, qualité biophysique fondamentale de la membrane érythrocytaire.

La qualité de la scintigraphie splénique indépendamment du type de marquage et de la technique d'altération est donc fonction de l'intensité d'absorption et de séquestration sphérocytaire par le réseau réticulaire péri sinusal, qui joue le rôle de filtre avant que l'activité ne se répartisse dans l'ensemble de la pulpe rouge.

On conçoit donc aisément qu'une histopathologie du réseau réticulaire péri-sinusal entraîne une diminution de la capacité de séquestration. Aussi les comptages spléniques externes, pendant la première heure qui suit l'injection, montrent une montée rapide (de forme $Y = A (1 - e^{\alpha t})$ et permettent le calcul de la clearance splénique, bonne indication de la valeur fonctionnelle d'épuration de la rate. De même les comptages périphériques indiquent une décroissance de l'activité qui suit une courbe biphasique. On distingue une période courte, pendant laquelle 60 - 70 % de l'activité est éliminée, suivie d'une période longue. La période courte correspond à la période d'extraction spécifique splénique. Il est dès lors compréhensible qu'une altération du réseau réticulaire périsinusal, par une métaplasie médullaire par exemple, entraînera un allongement de la période courte c'est-à-dire une diminution de la clearance splénique et par conséquent une augmentation des fluctuations statistiques.

Qu'advient-il alors de l'image scintigraphique ? Il a été établi qu'une diminution de 20 % de l'activité totale injectée n'entraînait pas d'altération notable de l'image scintigraphique, en ce qui concerne sa traduction volumétrique.

Depuis les premières scintigraphies spléniques de JOHNSON en 1960, pratiquées par altération des hématies avec Ac-Anti-D incomplets et marquage au Cr^{51}, bien d'autres techniques ont vu le jour.

Notamment l'altération des hématies par le BMHP (bomo-mercuri-hydroxy-propane) et leur marquage au ^{197}Hg. Cette technique, appliquée à la scintigraphie en 1964 par WAGNER, résulte d'une constatation fortuite. En effet, KESSLER, LAZANO et PITTS étudiant l'action diurétique des dérivés mercuriels, s'aperçurent que le IMHP (iodo-mercuri-hydroxy-propane) n'avait aucune action diurétique mais se trouvait à concentration élevée dans la rate. La technique utilisée dans notre étude est celle de l'altération des hématies par la chaleur et leur marquage par le Technetium 99 m (Tc 99 m).

La fragilisation thermique consiste en une incubation du sang marqué pendans 20 minutes à 49,5°C dans un incubateur stabilisé. La température doit en effet être strictement entre 49 et 50°. Au dessous l'image ne sera pas bonne car la concentration splénique sera insuffisante, au dessus les hématies trop fragilisées seront détruits avant leur passage dans la rate.

Si la préparation a été correcte, 98 % des la radioactivité injectée est liée aux hématies et plus de 80 % de la radioactivité est retrouvée dans la rate.

Quant au marquage des hématies par le Tc99m, il est utilisé depuis que BURDINE (USA) et J.P. NOUEL (France) ont démontré l'efficacité de cet isotope, aux caractéristiques physiques particulièrement appropriées à l'utilisation médicale, en hématologie.

Le sang veineux est traité par une solution de chlorure stanneux à 0,1 mg/ml en tampon citrate et d'EDTA à 5 %. Ce sang prétraité est alors mis en contact avec une solution de pertéchnétate.

Il existe, actuellement des seringues contenant un culot globulaire O Rh- prétraité prêt à être marqué, diffusées par le Centre National de Transfusion Sanguine. Ce culot n'a plus qu'à être marqué et fragilisé dans le laboratoire avant d'être administré au malade.

Le Tc99m se fixe au niveau de la globine, mais le mécanisme en est encore inconnu.

Le taux de comptage obtenu sur la rate avec 700 µci de Tc99m est de 40.000 cpm pour un scanner Le bruit de fond est négligeable et la captation hépatique très faible ($\simeq$ 10%). La période biologique au Tc dans la rate est d'environ 5 heures.

Pour 1 mci de Tc99m; la dose absorbée par une rate normale est, si l'on suppose la captation splénique égale à 100 % d'environ 700 mrad.

Pour 500 µCi de Cr^{51}, dans les mêmes conditions, la dose reçue par la rate est de 6 rads. Ceci démontre et le tableau comparatif ci-dessous le confirme, l'efficacité et l'inocuité de cette technique de marquage. (voir tableau page 8)

II.4. - APPAREILLAGE SCINTIGRAPHIQUE

II.4.1. - Fiabilité de la transmission et de la transformation du contenu informationnel.

La scintigraphie splénique permet de mettre en évidence la distribution du Tc99m à l'intérieur de la rate grâce à sa propriété de séquestration érythrocytaire.

L'image de cette collection radioactive, par accumulation du produit marqué dans un système à propriétés métaboliques similaires, est obtenue à l'aide d'un dispositif électro-mécanique de détection qui mesure l'intensité du rayonnement émis.

La projection de ce rayonnement étant orthogonale, l'image obtenue sera l'image grandeur nature de la collection radioactive.

La qualité de cette image, aussi bien du point de vue volumétrique que du point de vue de sa répartition en produit radioactif, soulève le problème de la fiabilité dans la transmission de l'information contenue dans le rayonnement.

Marquage	Simplicité temps de préparat.	Qualité images scintigra.	Explor. fonction.	Répétition examen	Période	Energie MeV	Dose d' irradiation		
							Activité uCi	Dose Rad.	Organe critique
G.R. Tc99m Chaleur	40'	Excell.	à l'étude	Facile	6 h	0,140	1 mCi	0,5-3	Rate
GR Cr^{51}	90'	Très bonne	Possible	Non	27,8 j	0,323	500	5-16	Rate
BMHP-Hg^{197}	3'	Bonne	Imposs.	Non	2,7 j	0,070	300	15 0,05-0,3	Rein Rate
BMHP-Hg^{203}	3'	Bonne	Imposs.	Non				0,05-0,2 40	Rate Rein

Or une évaluation correcte de la fiabilité résulte de la connaissance des éventuels facteurs de distorsions technologiques du contenu informationnel de la source à l'image.

En effet, l'information subit tout au long de sa transmission des transformations de nature dont l'exigence première est la conservation d'un caractère linéaire au risque d'une modification de son contenu, c'est-à-dire de l'obtention d'une image non fiable.

Nous allons analyser les facteurs de distorsion éventuels rencontrés par l'information en suivant la chaîne de transformations qu'elle parcourt de la source à l'image.

Mais auparavant il nous faut souligner une limite méthodologique de taille : l'effet radiobiologique.

En effet une image n'est interprétable qu'en raison du contraste existant entre les points qui la composent. Ce "contraste image" est le reflet du "contraste radio actif" de la source. Il suffirait donc d'augmenter la dose pour améliorer le contraste de l'image. Or cette dose est limitée par l'effet radiobiologique.

La précision du contraste, variant comme $\frac{S^2}{b}$ soit le rapport au carré du signal reçu (fonction de la dose) sur le bruit de fond, est donc limitée par ce facteur contingent qu'est l'effet radiobiologique. Le compromis dose/précision exigée n'est que le premier, comme nous allons le voir, d'une longue suite.

II.4.A. a) - Dans la source

La source est formée par des hématies marquées au Tc99m. Or le nombre de particules émises par cette source n'est pas constant et fluctue dans le temps. Donc les différences de concentration entre deux endroits de la source et qui définissent le contraste radioactif sont plus facilement détectées si le nombre total de coups mesurés (taux de comptage : par ex. pour 700 µCi de Tc99m 40.000 cpm)

est plus élevé. Pour N coups comptés la fluctuation statistique est de $\sqrt{N}$.

Toutefois ici encore, la solution c'est-à-dire l'augmentation de la dose traçeuse, est limitée par l'effet radiobiologique.

II.4.A. b) - De la source au détecteur

Avant même d'être arrivé au détecteur le rayonnement subit déjà une atteinte dans son contenu informationnel de par :

- l'inevitable erreur de télémétrie, résultant d'une méconnaissance du "centre source ponctuel équivalent" ainsi que du "centre détecteur ponctuel équivalent". Or pour une erreur ε de télémétrie, on commet une erreur double 2 de comptage.

D'autre part, la source ayant une épaisseur notable la contribution au comptage total diminue avec la profondeur, c'est-à-dire que l'erreur augmente donc que l'information se perd.

- l'absorption du rayonnement dans les tissus traversés : cette atténuation varie avec la profondeur de la zone détectée et la perte d'information qui en résulte est d'autant plus importante que la rate est un organe profond et que l'énergie du rayonnement est faible (140 KeV pour le Tc99m contre 323 KeV pour le Cr^{51}). D'où l'impérieuse nécessité de multiplier les incidences.

- la diffusion du rayonnement, dont l'effet parasite est éliminé par le spectromètre.

II.4.A. c) - Dans le détecteur-collimaté :

Le collimateur constitue un élément fondamental de la chaîne permettant au scintillateur de recevoir une faisceau étroit de particules, condition indispensable à la détection d'un foyer radioactif d'une région privilégiée de l'espace (détecteur anisotrope).

Il importe de souligner d'emblée qu'il n'existe pas un collimateur idéal bon à tout et qu'il convient de l'adapter en fonction du type de mesure : on peut distinguer en gros les collimateurs focalisés et les collimateurs cylindriques.

Le collimateur utilisé dans notre étude est un collimateur cylindrique à orifice unique. Dans ce cas la perte d'efficacité joue en profondeur comme l'inverse du carré de la distance.

Le collimateur joue donc vis-à-vis du scintillateur le rôle d'objectif permettant de ne voir qu'une région à la fois de l'organe étudié ("carotte") condition indispensable d'une révélation fine du mode de répartition du produit radioactif (homogène ou hétérogène).

Du fait de la mobilité de la rate avec les mouvements respiratoires il convient de ne rester qu'un minimum de temps au dessus de la carotte.

Par ailleurs, le collimateur contribue avec le blindage (chateau de plomb) à protéger le scintillateur des rayonnements parasites (mouvements propres).

Pour que l'information conserve sa valeur optimale; pour que la précision soit maxima il importe :

- d'une part que le bruit de fond soit minimum : pour ce faire, blindage et collimateur luttent contre le mouvement propre vrai ou ambiant ainsi que contre le pseudo-mouvement propre (radioactivité du patient en dehors des régions d'intérêt). Une épaisseur de 10 CDA du collimateur permet un affaiblissement à 1 °/₀₀ du rayonnement parasite. Cette protection est capitale car le bruit de fond est directement proportionnel au volume du scintillateur, lui même garant de l'efficacité du comptage.

- d'autre part que le signal soit optimal, ce qui exige une bonne adaptation de la taille de l'orifice du collimateur à la source à détecter (rate) ainsi qu'à la surface libre du scintillateur.

Dans l'établissement de l'angle d'ouverture du collimateur, c'est-à-dire de son champ de vision interviennent trois facteurs :

- l'hypothétique taille de la source à détecter (en l'occurence la rate)
- lá taille du scintillateur,
- la distance source-scintillateur.

Ce champ de vision ne répond pourtant pas aux seules lois de l'optique géométrique (champs de pleine lumière entourée par deux zones de pénombre elles-mêmes entourées par deux champs d'ombre pur), mais aussi aux lois statistiques qui caractérisent la nature de l'information des rayonnements radioactifs.

En sorte qu'à la pénombre géométrique (flou géométrique) s'ajoute la pénombre de transmission (flou statistique) liée à la variabilité des trajectoires photoniques.

On peut assimiler la largeur du "flou géométrique" au diamètre de base "d" du cylindre du collimateur à condition que la distance "l" séparant la source du collimateur ne soit pas trop grande.

L'ensemble des deux flous se traduit sur l'image par une bande de dégradé, à la limite; en réalité franche, séparant 2 zones de radioactivité uniforme, mais différente. C'est la largeur de cette bande qui définit le pouvoir de résolution (pouvoir séparateur).

Nous avons choisi, pour limiter nos scintigraphies spléniques, de considérer le milieu de la bande comme limite réelle de l'image objet.

Le flou statistique est d'autant plus faible que l'activité des deux zones est plus différente et que le nombre d'informations enregistrées, pour une petite zone élémentaire est plus élevé. Soit "h" ce nombre qu'on pourra assimiler à la réponse élémentaire du collimateur et qui diminue lorsque "d" diminue. Il en résulte que le "flou géométrique" et le "flou statistique" varient en sens inverse.

Pour définir R = f(d) on peut considérer un volume élémentaire " ΔV" de la source que le détecteur (scintillateur) voit à chaque instant à travers l'ouverture du collimateur par l'angle solide " $\Delta \Omega$". Or ce volume ΔV est proportionnel à "d^2" et par conséquent le nombre total "N" de photons émis dans l'unité de temps par ce volume est égal à :

$$N_1 = K_1 Q_1 d^2$$

Q_1 = concentration en produit radioactif, représentant à un facteur près la dose administrée,

K_1 = constante tenant compte de l'autoabsorption et de la géométrie.

Or de ces N_1 photons par seconde seule une fraction proportionnelle à la surface du scintillateur "vue" (efficacité) sera enregistrée. Cette surface a pour expression $\frac{\pi d^2}{4}$ et on obtient ainsi un nombre : $N_2 = K_2 Q \frac{\pi}{4} d^4$.

Ce nombre on le multiplie par le temps de comptage Δt pour obtenir le nombre "R" cherché.

= temps accordé à la totalité du balayage

S = valeur de la surface totale à balayer

ΔS = surface élémentaire découpée pour $\Delta \Omega$ sur S est proportionnelle à la section $\frac{d^2}{4}$

$\Delta t = T \frac{\Delta S}{S} = K_3 T d^2$ où K_3 ne dépend que de : h; l; et S. On aura donc pour expression de R :

$$R = K Q T d^6$$

On constate l'importance du facteur "d" qui, comme l'avait signalé Brownell; intervient à la 6e puissance.

Il en résulte donc que la sensibilité (définition) et l'efficacité (nombre d'impulsions en cpm/ µci) du collimateur augmentent pour de faibles agrandissement de "d" et que ce que l'on perd sur le "flou géométrique" est largement compensé par ce que l'on gagne sur le "flou statistique".

On pourrait en effet être tenté de diminuer l'ouverture du collimateur pour améliorer le pouvoir de résolution et partant, la finesse des limites du splénogramme.

Mais comme le souligne la valeur de "R" la perte d'impulsions résultant d'une pareille opération est considérable. A une ouverture deux fois plus petite devrait correspondre une dose $2^6 = 64$ fois plus forte pour que la probabilité d'existence du détail décelé resta la même !

On voit donc qu'un faible agrandissement de "d", pour une dose de radioéléments optima, ne fait qu'augmenter le risque lié aux fluctuations statistiques.

L'importance du collimateur dans l'établissement de la fiabilité est donc capitale et son choix doit être basé sur des courbes d'isocomptages ou de collimation permettant la connaissance de ses caractéristiques : profondeur de champ; distance de focalisation et pouvoir de résolution.

Toutefois ces courbes ne donnent aucune indication sur l'efficacité ce qui complique l'étude comparative des paramètres.

Pourtant grâce à la "fonction de transfert de modulation" (FTM) on dispose d'un critère objectif reliant le pouvoir de résolution spatiale à l'efficacité, et ceci pour des distances variables.

Le choix de la distance de travail, ne peut résulter, en effet, que d'un compromis. Car si une grande distance permet d'avoir :

- une meilleur courbe de collimation;
- une erreur de télémétrie moins importante,
- un effet radial et d'épaisseur de source, moindre,

elle implique :

- une efficacité moindre, donc à précision statistique égale, un temps de comptage plus long,
- un moins bon rapport signal/bruit

Le but de l'estimation volumétrique étant l'analyse d'une "image objet" la plus semblable possible à l'image "radioactive"; il faut donc que les paramètres définissant la qualité du collimateur, en conservent la fiabilité. Quant au scintillateur, il s'agit d'un véritable transformateur de rayonnement. En effet, les photons électromagnétiques gamma, de courte longueur d'onde vont être transformés par le cristal (iodure de sodium activé par le Thallium : I Na Th) en rayonnement de grande longueur d'onde (U.V., visible).

Cette transformation ne garde son caractère linéaire que lorsque toute l'énergie du photon incident est captée par le cristal, ce qui met directement sa taille en cause.

Le rayonnement gamma est absorbé par le cristal par effet photoélectrique et Campton (l'énergie du rayonnement gamma produit par le Tc99m étant insuffisante pour créer un effet de paire). Cette absorption donne lieu à l'émission d'électrons de haute énergie qui par excitation des molécules du cristal provoquent la création d'éclairs lumineux. Ces photoélectrons vont stimuler la cathode d'un photomultiplicateur et donner naissance à des impulsions électriques, dont l'amplitude doit être proportionnelle à l'intensité du rayonnement lumineux elle-même proportionnelle à l'énergie du rayonnement incident. La fiabilité dans la transformation de l'information contenue dans le rayonnement incident exige de la part du scintillateur d'avoir :

-un rendement élevé de comptage

-un rendement lumineux élevé

-une bonne linéarité de réponse en énergie

-une faible dispersion d'amplitude des impulsions produites.

L'élément faisant suite au scintillateur (photomultiplicateur) a pour fonction d'amplifier le signal par un facteur de 10^6 afin de le rendre utilisable par la chaîne électronique. Le gain du photomultiplicateur étant constant, la linéarité de la fonction n'est conservée que si la tension d'alimentation reste

elle-même constante (risque de perturbation par effet magnétique et thermique).

La quantité de charges N recueillies sur l'anode du photomultiplicateur est liée à l'énergie E absorbée dans le scintillateur par la relation suivante :

$$N = \frac{E}{\mathcal{E}} \eta \Omega \sigma C G \qquad \text{où}$$

$\mathcal{E}$ = énergie moyenne des photons lumineux réunis par le scintillateur,

η = rendement lumineux du scintillateur, c'est-à-dire le rapport

$$\frac{\text{amplitude des impulsions}}{\text{énergie du rayonnement}}$$

Ω = nombre photoélectrons émis au nombre reçu par la photocathode

σ = rendement quantique de la photocathode,

C = rendement de collection de l'optique électronique

G = gain du photomultiplicateur.

Donc si la linéarité de la transmission de l'information a été conservée la charge Q collectée sur l'anode est proportionnelle à E et égale à :

$$Q = N \cdot e \qquad (e = 1{,}6 \cdot 10^{-19} \text{ cb})$$

le signal qui quitte cette anode est un signal à haute impédance donc difficile à véhiculer dans les câbles vers les circuits électroniques. Pour que le transport de l'information recueillie puisse se faire sans perte, un adapteur d'impédance (préamplificateur) avec un gain inférieur à un (affaiblisseur) réduit le signal à une impédance basse.

II.4.A.d. - Dans la chaîne électronique :

Le signal à la sortie du préamplificateur est encore beaucoup trop faible pour être facilement traité. Il demande encore à être amplifié par un amplificateur. Celui-ci fait passer le signal de basse impédance de quelques dixièmes de volts à plus de 10-100 volts, ce qui va permettre un trie plus aisé par spectrométrie. Il en va de même pour l'amplificateur que pour les autres éléments, de la chaîne en ce qui concerne la linéarité. Il doit en effet avoir une bande passante élevée et un gain stable pour que le signal électrique amplifié soit la traduction fidèle de l'énergie du photon détecté.

L'élément de la chaîne électronique, faisant suite à l'amplificateur et intervenant pour une part non négligeable dans le calcul de la fiabilité de la transmission de l'information est le spectromètre ou sélecteur.

Il s'agit là d'un élément d'affinement très important du signal, qui n'en conserve qu'une partie.

En effet le spectromètre a pour fonction de trier des impulsions dont l'amplitude est comprise entre un "seuil supérieur" et "inférieur", délimitant ainsi une "fenêtre" d'analyse.

A prime abord cette sélection d'informations, basée sur la conservation des seuls photons "utiles" peut paraître péjorative et génératrice de pertes.

En réalité en centrant la fenêtre sur le "pic d'absorption totale" qui correspond en fait au pic de l'"effet photoélectrique" pour l'énergie de 140 KeV des rayonnements gamma issus du Tc99m; on élimine une part importante du bruit de fond.

Cette part est largement supérieure à celle du signal perdu en sorte que le rapport signal/bruit de fond, caractéristique du contraste-précision, s'en trouve amélioré.

II.4.A.c) - Diviseur apériodique de fréquence ou précompte :

Il a pour fonction de n'envoyer au dispositif reproducteur que tous les 1,2,4,8... signaux émanant du sélecteur. Ceci permet d'adapter la densité de l'image à l'activité enregistrée.

En effet, pour une dose marqueuse trop forte, l'importante densité informationnelle qui en résulte donnerait une image saturée et non exploitable, malgré une vitesse de balayage plus forte.

Par ailleurs il exerce un effet de lissage de l'image vis-à-vis des fluctuations statistiques en les diminuant.

Toutefois l'inconvénient du précompte résulte de l'introduction d'une constante de temps qui est variable avec l'activité de la source, ce qui peut avoir pour effet de déformer l'image dans les régions de faible comptage.

Or l'estimation volumétrique de la rate, basée sur l'analyse des limites du splénogramme, doit avoir le comptage le plus fort possible au niveau des bords (région de faible radioactivité.)

II.4.A.f.- Eliminateur du mouvement propre ou cut off :

Il s'agit là d'un intégrateur analogique qui supprime toute information dont le taux de comptage est inférieure à une valeur affichée.

Toutefois sa constante de temps introduit des retards d'autant plus important que le taux de comptage est faible comme par exemple sur les bords et modifie par là les dimensions de l'image, qui ne représente alors plus la projection orthogonale de l'objet.

Les valeurs affichées pour le précompte et le cut-off ont donc une influence directe sur la précision des bords du splénogramme, donc sur l'estimation volumétrique.

II.4.A.g. - Expanseur du contraste :

Sa fonction est de pondérer les signaux informationnels par le "taux des informations" pour rendre le contraste lisible pour l'oeil. En effet, l'oeil est un récepteur physiologique dont la perception suit une loi logarithmique (loi de Weber-Fechner) et exige des différences importantes dans les densités pour les reconnaître comme telles.

II.4.B. - Caractéristiques de l'appareil utilisé

- Collimateur : 85 T/focale 90
- Cristal : 5 pouces
- Vitesse de balayage : 120 mm/mn
- Fenêtre centrée sur pic de 140 KeV

La situation profonde de la rate contre indique le balayage antérieur, car l'absorption du rayonnement gamma et les interactions avec le milieu interposé auraient été beaucoup trop important.

Les incidences choisies sont:

- face postérieure,
- profil gauche.

oOo

III - ESTIMATION DU VOLUME SPLENIQUE A PARTIR DE LA SCINTIGRAPHIE

III.1. - VOLUME REEL

L'estimation du volume splénique exige la connaissance du poids et des dimensions normales de la rate.

En ce qui concerne le poids nous nous baserons sur l'étude de CORMICK et KASHGARIAN. Ces auteurs ont en effet pratiqué de nombreuses autopsies chez des sujets décédés accidentellement. La répartition du poids splénique varie autour d'une moyenne de 160 g.

Pour les dimensions, les chiffres retenus sont ceux des anatomistes (ROUVIERE).

- hauteur : 12 cm
- largeur : 8 cm
- épaisseur : 4 cm

Sur le scintigramme en incidence latérale, le grand axe correspond à la hauteur des anatomistes

Signalons par ailleurs les variations possibles de ces chiffres en fonction du morphotype, du sexe, de l'âge ainsi que de facteurs contingents tels que la variabilité de l'axe splénique (mobilité splénique) avec les mouvements respiratoires.

En effet, les surfaces de projection sont fonction du degré d'obliquité de l'axe.

Ceci a amené FISCHER à établir un "indice de superficie splénique" (ISS) reliant la superficie scintigraphique à la surface corporelle (calculée à partir

de la formule de DUBOIS) Les valeurs normales de cet indice varient entre 2,8 et $4,5 \cdot 10^{-3}$. Pour un sujet de 1,70 m et de 70 kg on trouverait un ISS de 4.10^{-3} Une évaluation théorique correcte du volume splénique présuppose la connaissance de la section transversale maximale ainsi que de la section maximale en profondeur. Ceci soulève des problèmes technologiques non encore résolus liés au pouvoir de résolution limité du collimateur et à sa dépendance vis-à-vis de la distance objet-collimateur.

III.2. - FORMULE DE FISCHER-WOLFF

FISCHER et WOLFF, se basant sur une constatation déjà faite par HOLZBACH en 1960, montrèrent que le scintigramme postérieur était presque toujours de taille inférieure au scintigramme de profil. Ils indiquèrent alors la possibilité d'estimer le volume splénique à partir de ce dernier, par une technique planimètrique et établirent la formule suivante :

$$V = a \cdot F^{3/2}$$

V = volume de la rate

a = facteur de proportionnalité (déterminé à partir du poids de rates prélevées après splénectomie chirurgicale ou nécropsique) établi empiriquement par FISCHER : a = 0,30

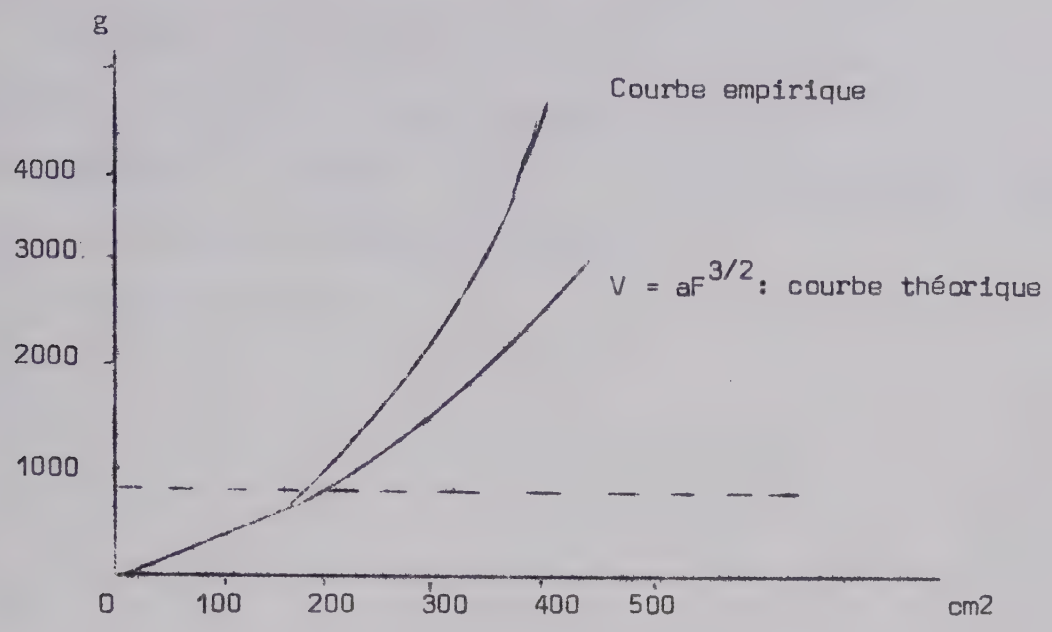
F = superficie du scintigramme en décubitus latéral droit, calculée par planimétrie.

La validité de cette formule est basée sur le postulat d'accroissement isométrique de la rate dans les trois dimensions de l'espace et sur les résultats expérimentaux de FISCHER.

Comme l'indique le diagramme ci-dessous les valeurs théoriques concordent fort bien avec les valeurs empiriques jusqu'à la limite pondérale d'environ 800 g.

Pour des valeurs supérieures à 800 g; le poids réel semble être plus élevé que les valeurs calculées et l'utilisation du diagramme comme nomogramme incorrecte.

Il faut néanmoins souligner que la courbe a été établi à partir d'un nombre de cas relativement restreint (19 cas).



Nomogramme de Fischer

Cette équation de FISCHER, est de la même forme que celle utilisée par DOERING pour la détermination du poids de la thyroïde.

III.3. - FORMULE DE SPENCER

SPENCER retrouve la même formule à partir d'un examen général du problème de la corrélation entre la superficie d'un scintigramme et le volume de l'organe examiné. En ce qui concerne le facteur de proportionnalité, il trouve une valeur numérique de 0,257.

En effet SPENCER partant d'une considération géométrique la plus simple possible c'est-à-dire d'un volume cubique établit les formules suivantes :

$$V = K \cdot S^{3/2} \text{ d'ou}$$

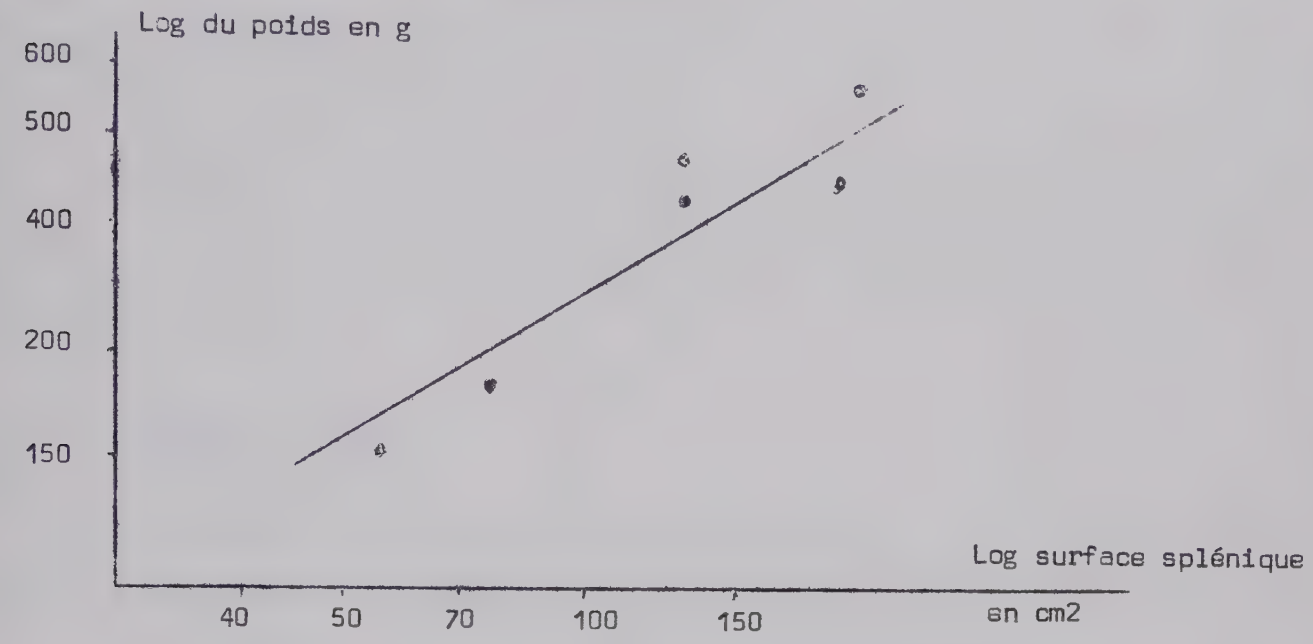
$$\text{Log } V = \text{Log } K + \frac{3}{2} \text{ Log } S \quad \text{or K est une constante}$$

On a donc : $\text{Log } V = q + 1{,}5 \text{ Log } S$

Ainsi il est donc établi que le logarithme du volume d'un organe (ou son poids lorsque son poids spécifique est connu) peut être considéré comme étant une

fonction linéaire du logarithme de la surface scintigraphique.

SPENCER, pour démontrer la véracité de cette équation prit les valeurs d'une étude de HOLZBACH (qui omit d'établir une relation logarithmique entre la surface splénique en incidence latérale et le poidsmacroscopique) et construisit la courbe à double échelle logarithmique suivante :



Pour cette courbe empirique SPENCER établit la relation numérique suivante :

$$\text{Log } V = 1{,}5 \text{ Log } S - 0{,}59$$

$$V = 0{,}257\ S^{1{,}5}$$

Dans les calculs de SPENCER, interviennent les résultats de HOLZBACH qui ont été établi à partir de scintigraphies ou le marqueur était le Cr^{51}

Aussi les auteurs pensèrent pendant longtemps que l'utilisation du Tc99m empêcherait, du fait d'une fixation hépatique, l'analyse d'un splénogramme latéral à cause des superpositions.

III.4. - FORMULE DE SAMUELS

SAMUELS pour échapper à cette difficulté se proposa de calculer le volume splénique à partir de la projection postérieure de la rate. Comme nous l'avons

déjà signalé plus haut, cette surface de projection est presque constamment inférieure à la surface de projection latérale. SAMUELS considéra cette surface de projection postérieure comme semi-élliptique et recourut à la formule suivante pour l'estimation volumétrique :

$$V = \pi \omega^2 \, h/3$$

ω = épaisseur de la rate

h = hauteur de la rate

Toutefois cette formule ne fut appliquée par SAMUELS qu'à un nombre très restreint de cas et ne pouvait, sur une série beaucoup plus grande de cas, être confirmée par LARSON.

III.5. - FORMULE DE LARSON

Cet auteur, reprenant la formule de SPENCER, ne put pas l'appliquer tel quel pour sa série et se trouva obligé de la transformer en =

$$W = 0,974 \, A^{1,233}$$

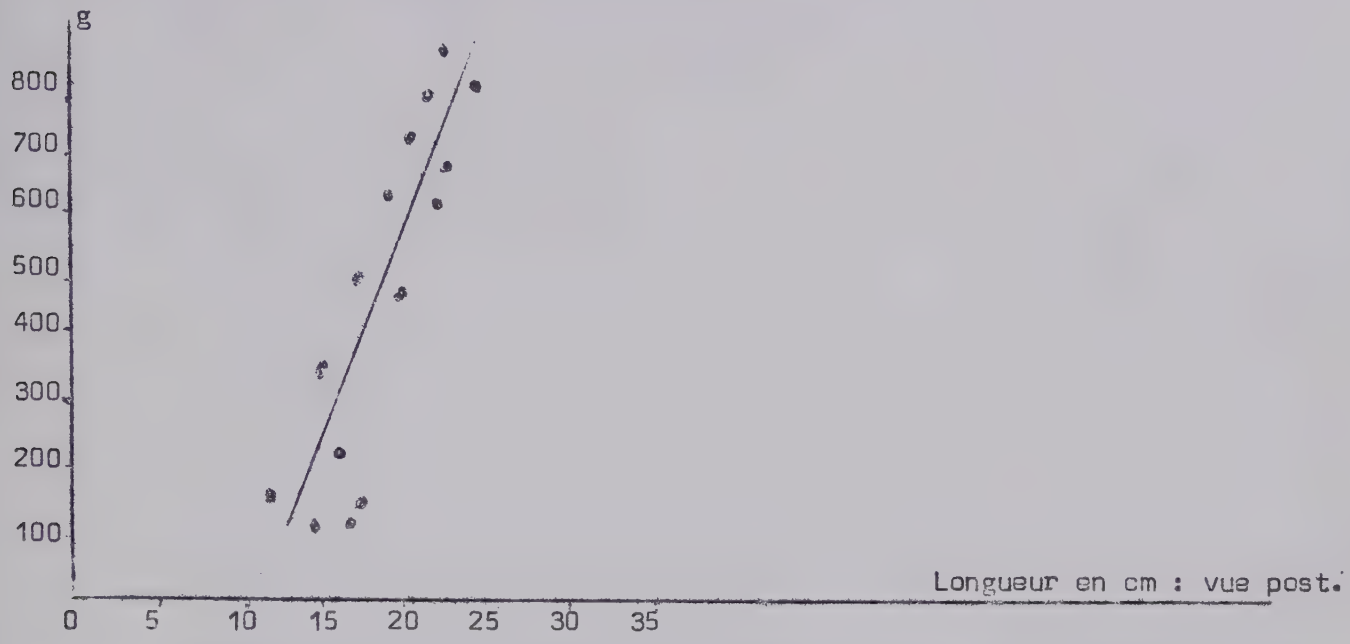
avec un coefficient de corrélation de 0,897.

LARSON pensa alors étendre les relations entre les différentes dimensions spléniques et l'estimation volumétrique. Il obtient ainsi des formules avec leur coefficient de corrélation pour la surface, la longueur et la circonférence de la rate. Nous les avons regroupées dans le tableau suivant :

VUE POSTERIEURE		VUE LATERALE	
Formule	r = coef. correlation	Formule	r = coef. correlation
W=7.38A-202	r = 0,947	W=3.67A-59	r = 0,968
W=36.44C-858	r = 0,952	W=20.9C-450	r = 0,960
W=70.25L-530	r = 0,960		

où A = surface - C = circonférence - L = longueur

Il ne s'agit donc plus, dans les formules de LARSON, de fonction logarithmique ou de fonction de puissance mais d'équations linéaires du premier degré de type : y = ax + b. Il établit, par exemple, le diagramme suivant entre la longueur en incidence postérieure et le poids.



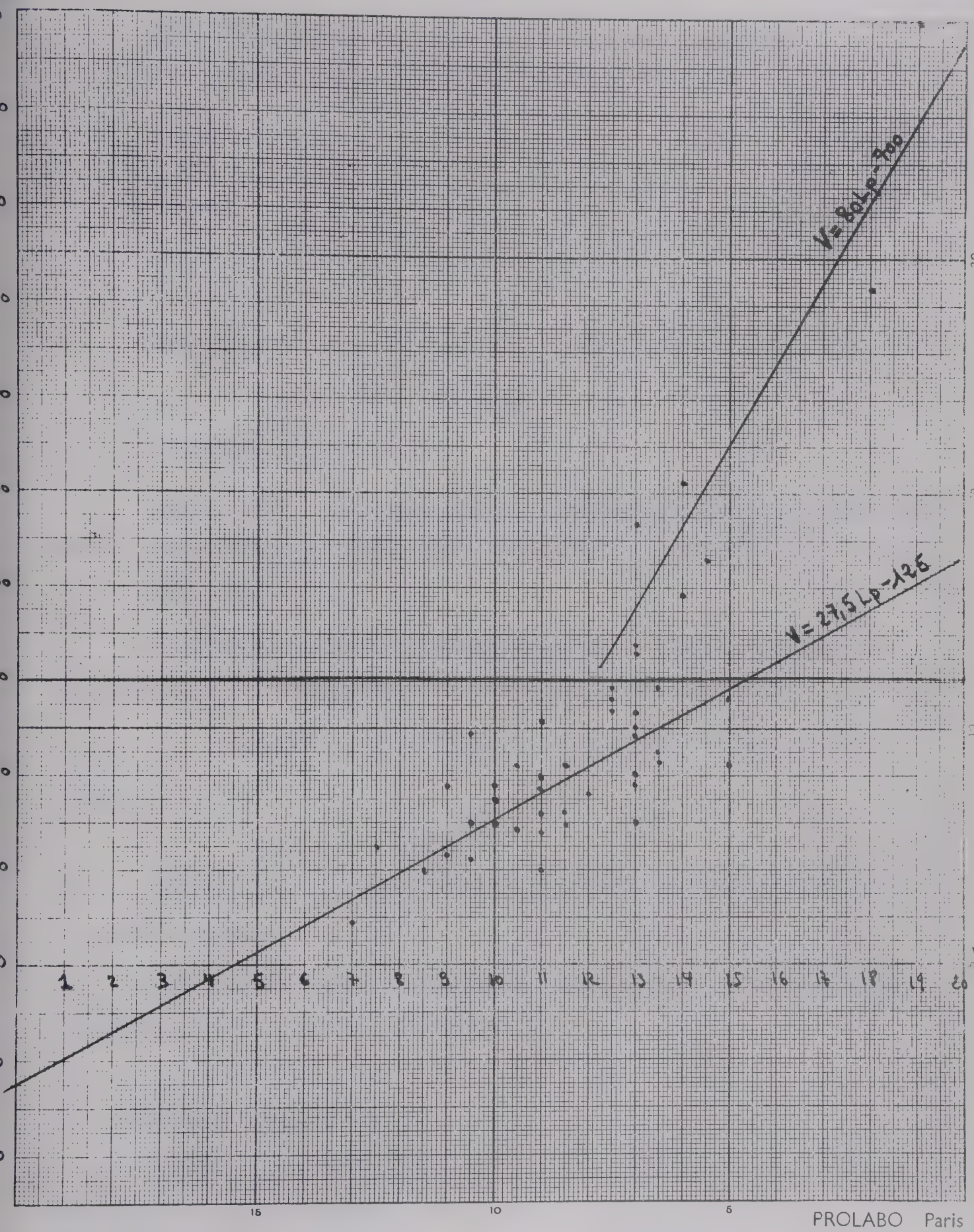
LARSON constata que la meilleure corrélation, avec le coefficient le plus élevé était obtenu, avec le marquage des hématies au Tc99m et la longueur en incidence postérieure.

III.6.- FORMULE DE ROLLO-DELAND

Une façon plus synthétique d'aborder le problème fut celle pratiquée par ROLLO et DELAND quiinclurent dans leur mode de calcul à la fois l'incidence latérale et postérieure.

Ils considèrent de façon arbitraire la rate comme un segment d'éllipse en projection postérieure avec une épaisseur h et comme une ellipse entière en projection latérale avec un semi-axe mineur b_1 et majeur a_1.

En pratique, les valeurs de a_1 et b_1 sont, pour des considérations géométriques et d'effet de résolution trop importantes. Elles doivent être corrigées par un facteur de minimification défini comme étant égale à $\frac{mp}{ml} = M$ où


V= 80 Lp - 700
V= 27,5 Lp - 128
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20
15
10
5
PROLABO Paris

mp = extrême longueur verticale de la rete en vue postérieure,

ml = extrême longueur verticale de la rate en vue latérale.

On aura donc :

$a = Ma_1$ }
$b = Mb_1$ } en considérant le poids spécifique comme égale à l'unité, la masse splénique est égale au volume, c'est à dire à :

$$m = \frac{\pi}{6} h (h^2 + 3 ab)$$

En pratique il convient de remplacer $\frac{\pi}{6}$ par $\frac{\pi}{7}$, on aura donc :

$$m = \frac{\pi}{7} h (h^2 + 3 ab)$$

(voir graphiques page 27)

Avec 10 cas Rollo obtint par cette méthode; (two view technique) utilisée par trois observateurs indépendants des résultats significatifs, avec une erreur moyenne relative de 6,2 %.

ROLLO essaye alors de simplifier sa méthode en ne considérant que la vue postérieure ("one view technique") et établit la formule suivante :

$m = \frac{\pi}{6} h (h^2 + 3 a^2)$ corrigée par remplacement de $\frac{\pi}{6}$ par $\frac{\pi}{7}$

donnant :

$$m = \frac{\pi}{7} h (h^2 + 3 a^2)$$

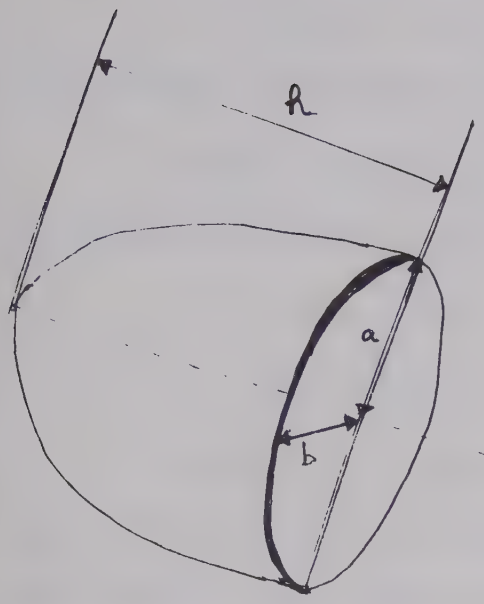
Dans ce cas il considère la projection postérieure comme étant égale à un segmant sphérique.

Sur 21 cas calculés, l'erreur moyenne obtenue, était de 6,8 % : donc la relation établit une corrélation significative.

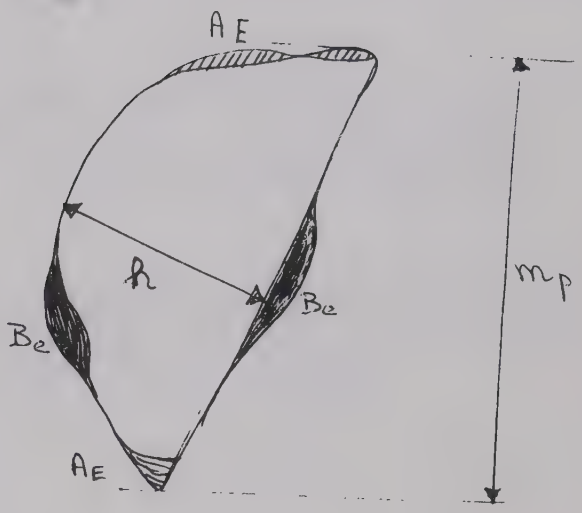
III.7. - Formule de Salvatore

En dernier lieu nous allons parler des estimations effectuées par SALVATORE; selon la méthode de LARSON.

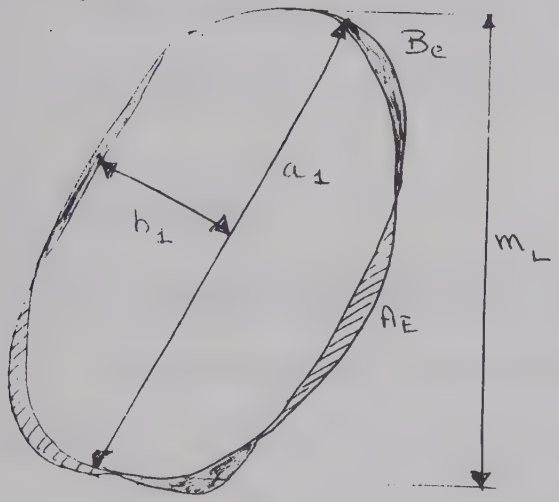
"Two view technique"



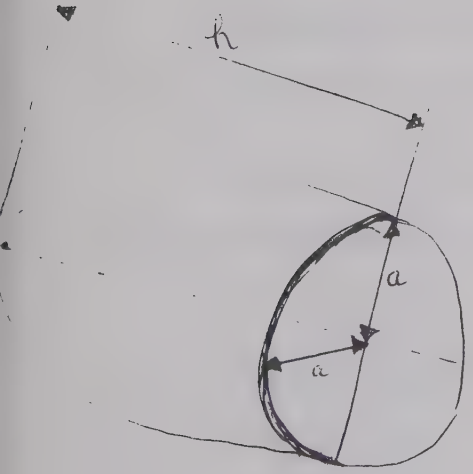
Vue postérieure

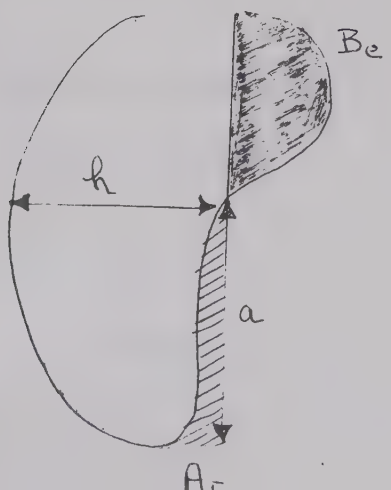


Vue latérale



"One view technique"





Pour ses 16 cas il trouve une relation du type :

$$W = 72.4\ L - 575,$$

très proche de celle établi par LARSON.

SALVATORE ajoute alors à ses propres cas ceux de LARSON et établit une nouvelle relation (sur 31 cas) du type :

$$W = 70.74\ L - 538\ .1^{\pm}\ PW$$ avec un coefficient de corrélation r = 0;969.

PW = erreur relative.

On peut donc conclure, à la suite de cette revue de formules proposées, que le nombre de cas est toujours assez faible et que les relations trouvées ne conviennent pas pour toutes les séries.

Nous nous sommes proposés de calculer à partir de toutes les formules plus haut citées les volumes estimées pour nos 50 scintigraphies spléniques.

III.8. - RESULTATS

III.8.1. - Matériel d'étude et nomenclature :

Nous avons estimé le volume splénique à partir de 50 scintigraphies appartenant toutes à des malades atteints de maladie de Hodgkin.

Ces malades sont âgés de 15 à 70 ans et appartiennent aux deux sexes.

Les dimensions mesurées ainsi que les surfaces estimées par méthode planimétrique l'ont été à trois reprises et les valeurs moyennes ont été retenues.

Tous les chiffres, indiqués dans les tableaux qui suivent ont servi au calcul des volumes spléniques suivants:

$V = 0,3\ Ae^{3/2}$ — formule de Fischer

$V = 0,257\ Ae^{1,5}$ — formule de Spencer

$V = \frac{\pi}{7} h\ (h^2 + 3\ ab)$ } formules de Rollo

$V = \frac{\pi}{7} h\ (h^2 + 3\ a^2)$ }

$V = 71.0Lp - 530$ — formule de Larson

Pour simplifier les notations, nous avons établi la nomenclature suivante :

V = volume

A_l Ap = surfaces latérale et postérieure

h = épaisseur segment elliptique en projection

Lp = longueur postérieure

PC = poids calculé

PR = poids réel

e = écart en %

m = moyenne des écarts

r = coefficient de corrélation

Les formules de Rollo et de Larson nous ont donné des résultats dont la moyenne des écarts s'élevait respectivement à 53,6 % et 39,8 %.

Ces chiffres étant largement en dehors d'une marge de signification nous ne leur avons appliqué aucun traitement statistique.

Par contre, à partir de la courbe expérimentale tracée, nous avons établi 3 formules s'appliquant au mieux à nos 50 cas :

$V = 1{,}5\ Lp^2$ } pour des poids < 300 g

$V = 27{,}5\ Lp - 125$ }

$V = 80\ Lp - 700$ pour des poids > 300 g.

III.8.B. - Tableaux : cf ci-après.

SCINTIGRAMME LATERAL					SCINTIGRAMME POSTERIEUR				
M_e	L1	a_1	b_1	A_e	mp	Lp	h	Ap	N°
13	13,5	7	4	81	13	13,5	6,5	80	1
12	12,5	6,5	5,5	89	10	11	7	55	2
12	12	6	5,5	99	10,5	12,5	9	74	3
10,5	11	5,5	4,5	87	9	9,5	7,5	54	4
12,5	13	7	6,5	110	11,5	12,7	7	60	5
13	13,5	7	5,5	90	11,5	13	9,5	70	6
10	10,5	5,5	4	73	8	9	6	40	7
11,5	12	6	4	69	10	11	7,5	60	8
14,5	15	8	6	142	14	14,5	8	84	9
11,5	12	6	5	75	10	11	8,5	60	10
8,5	9	4,5	3,5	50	8	8,5	9	52	11
17	18	9	6	144	17	18	9	120	12
10	10,5	5	3	50	7	7,5	7,5	35	13
14	14,5	7	5,5	100	12	13	7,5	78	14
10	11	5,5	7	77	9	10	9	54	15
10,5	12	6	5	74	11	11,5	10	66	16
8,5	9,5	4,5	4,5	57	9,5	10,5	9	57	17
11	12	6	6	87	10,5	11,5	11	73	18
12,5	14	7	5,5	114	11	13	11	88	19
12	13	6,5	5,5	110	12	13	10	66	20
14	15	7,5	5,5	135	13	14	7,5	65	21
9	11	5,5	4,5	58	9	9,5	8	40	22
11,5	13,5	6,5	5,5	110	12	13	10	70	23
12	13	6,5	5,5	97	11	12,5	9	77	24
17,5	18	9	7,5	232	18,5	19	9,5	110	25

SCINTIGRAMME LATERAL					SCINTIGRAMME POSTERIEUR				
M_ℓ	Le	a_1	b_1	A_ℓ	mp	Lp	h	Ap	N°
10,5	11,5	5,5	4,5	79					26
12	14	7	7	149	11,5	13	10,5	104	27
10,5	10,5	5,25	2,5	50	8,5	10	8	51	28
12	13	6,5	4	70	11	12	6	55	29
12	13	6,5	9	70	9	10	8	54	30
13	14	7	4,5	69	12	13	7,5	60	31
7	7	3,5	4	38	7	7	9	42	32
11	12	6	5,5	93	12	13	8	72	33
12	12	6	5,5	82	10,5	11	8	55	34
10	11	5,5	5,5	79	10	11	8	55	35
15	15	7,5	4	83	13	15	7	55	36
13,5	15,5	7,5	5	79	11,5	13	6,5	55	37
11	12	6	5,5	74	10	11,5	10	60	38
12	13	6,5	5	81	10	10,5	8	55	39
11,5	14	7	6	83	10	11	8	60	40
13	13	6,5	5,5	101	11	11	10	75	41
11,5	13	6,5	5	78	12	13	10	60	42
10,5	12	6	4	64	10	11	9	55	43
9,5	10	5	5,5	62	9	9	10	60	44
11	12	6	5,5	83	8,5	10	9	55	45
14	15	7	6	122	14	14	9,5	100	46
13,5	15	7,5	6	97	13,5	15	8	70	47
12,5	14	7	4,5	104	13	13,5	8	80	48
9	9,5	4,5	3	40	0	11	8	50	49
12	12,5	6	4,5	75	12,5	13,5	7,5	70	50

Poids réel en g	Dimensions en cm	Formule de Fischer $V = 0,3Ae^{3/2}$		Formule de Spencer $V = 0,257Ae^{1,5}$		N°
		PC en g	e %	PC en g	e %	
215	14x8x14	218	+1,4%	182	-15,4%	1
200	12x8x4	218	+9%	182	-9%	2
295	17x7x5	197	+2%	237	-19,6%	3
150	19x7x3	244	+67,5%	209	+39,4%	4
270	10x8x3	348	+28,9%	298	+10,4%	5
245	14x11x5	256	+4,5%	219	+10,6%	6
190	12x6x2,6	187	-1,5%	160	=15,8%	7
140	11x7x1,5	171	+22,2%	146	+4,3%	8
430	17x9x6	468	+8,85%	401	-6,7%	9
190	13x8x4	193	+1,5%	165	-13,1%	10
100	10x8x3,5	108	+8%	92	-8%	11
720	19x12x5	520	-27,8%	445	-38%	12
125	11x6,5x2	108	-13,6%	92	-26,2%	13
270	15x9x3	300	+11,1%	257	-4,8%	14
175	12x8x6	204	+16,6%	175	0%	15
160	13,5x8,5x3	192	+20%	164	+2,5%	16
145	12x8x3	130	-10,4%	111	-23,4%	17
210	12x9x4	245	+16,7%	210	0%	18
330	16x11x3	365	+10,6%	312	-5,4%	19
335	14,5x11x6	346	+3,2%	296	-11,7%	20
510	16x12,5x5,5	470	-7,8%	402	-21,2%	21
110	11x7x2	114	+3,6%	98	-10,9%	22
330	15,5x9x3,5	348	+5,4%	298	-9,7%	23
280	14x10x4	287	+2,5%	246	-12,2%	24
1000	21x13x6,5	1005	+0,5%	660	-14%	25

Poids Réel en g	Dimensions en cm	Formule de Fischer $V = 0,3\ Ae^{3/2}$ PC en g	e%	Formule de Spencer $V = 0,257\ Ae^{1,5}$ PC en g	E%	N°
190	11x7x2,5	210	+10,6%	180	-5,2%	26
470	14x10x5	545	+16%	467	-0,6%	27
150	11x6x2,5	108	-28%	92	-38,6%	28
180	13x9x3	177	-1,4%	152	-15,6%	29
150	15x9,5x11	177	+18%	152	+1,3%	30
150	15x7x2	171	+14%	146	-2,6%	31
45	8x5x2	69	+53,5%	59	+31%	32
250	15x7,5x3	268	+7,2%	229	-8,4%	33
190	10x8x3,5	225	+18,4%	193	+1,5%	34
145		211	+46%	181	+24,8%	35
210	16,5x7x3,5	227	+8%	194	-6;6%	36
190	13x9x3	211	+1,1%	181	-4,7%	37
150	11x7x3	190	+26,8%	163	+8,7%	38
210	16x9x4	218	+3,8%	182	-13,3%	39
230	14,5x9x4,5	228	-0,87%	195	-15,2%	40
163	11x7,5x3	203	+24,6%	259	+59%	41
200	11x8x4	208	+4%	178	-11%	42
100	12x6,5x2	154	+54%	132	+32%	43
115	12x6,5x1,5	148	+28,7%	126	+9,5%	44
190	11,5x7x3	229	+20,5%	196	+3,1%	45
395	16x12x4	406	+2,8%	348	-11,9%	46
280	14x9x4,5	287	+2,5%	246	-12,2%	47
290	14x11x4	322	+11%	276	-4,8%	48
100	8,5x3x4	120	+20%	103	+3%	49
225	14x9x3	223	-0,8%	191	-15,2%	50

N°	V = 1,5 Lp^2		V = 27,5 Lp-125		PR en g
	PC en g	delta %	PC en g	Delta %=e	
1	273	+27%	247	+15%	215
2	182	-9%	178	-11%	200
4	136	-9,5%	137	-8,6%	150
5	234	-13,3%	219	-18,8%	270
6	253	+3,2%	233	-4,9%	245
7	121	-36,3%	123	-35,2%	190
8	181	+29,3%	178	+27,1%	140
10	182	-4,2%	178	-6,3%	190
11	108	+8%	108	+8%	100
13	84	-32%	82	-34,4%	125
14	254	-5,9%	233	-13,7%	270
15	150	-14,2%	150	-14,2%	175
16	198	+23,6%	191	+19,3%	160
17	165	+13,8%	163	+12,4%	145
18	198	-5,7%	191	-9%	210
22	135	+22,7%	137	+25,5%	110
24	234	-16,4%	219	-21,7%	280
26					
28	150	0%	150	0%	150
29	216	+20%	205	+13,9%	180
30	150	0%	150	0%	150
31	253	+68,6%	233	+55,3%	150
32	73	+62,2%	67	+48,8%	45
33	253	+1,2%	233	-6,8%	250
34	182	-4,4%	178	-6;3%	190
35	181	+24,8%	178	+22,7%	145

N°	V = 1,5 Lp2		V = 27,5Lp-125		PR en g
	PC en g	delta %	PC en g	Delta %=e	
36	337	+60,4%	287	+36,6%	210
37	253	+33,1%	233	+22,6%	190
38	198	+32%	191	+27,3%	150
39	165	-21,4%	163	-22,3%	210
40	182	-20,8%	178	-22,6%	230
41	181	+11%	178	+9,2%	163
42	253	+26,5%	233	+16,5%	200
43	181	+81%	178	+78%	100
44	121	+5,2%	123	+6,9%	115
45	150	-21%	150	-21%	190
47	337	+20,3%	287	+2,5%	280
48	273	-5,8%	247	-14,7%	290
49	181	+81%	178	+78%	100
50	273	+21,3%	287	+27,5%	225

N°	V = 80 Lp - 700		PR
	PC	delta% = e	
3	300	+1,7%	295
9	416	-3,2%	430
12	740	+2,7%	720
19	340	+3%	330
20	340	+1,4%	335
21	420	-17,6%	510
23	820	-18%	1000
25	340	-27,6%	470
46	420	+6,3%	395

IV - DISCUSSION

IV.1.- ANALYSE STATISTIQUE DES RESULTATS

L'étude des tableaux précédents nous permet de souligner les points suivants :

Sur l'ensemble des 50 poids réels de rate on note une distribution pondérale allant de 45 g à 1000 g.

Toutefois, par tranches de 50 g; les pourcentages de répartition sont les suivants :

	Nombres	%
0 - 50 g	1	2
50 - 100 g	3	6
100 - 150 g	11	22
150 - 200 g	12	24
200 - 250 g	8	16
250 - 300 g	6	12
300 - 350 g	3	6
350 - 400 g	1	2
400 g	5	10
TOTAL	50	100 %

On constate que 72 % des poids réels se situent entre 100 et 300 g

- Pour chaque valeur du poids calculé nous avons établi le pourcentage de l'écart par rapport au poids réel. La répartition de ce pourcentage en fonction

du poids réel et des formules utilisées pour le calcul du poids estimé est la suivante :

IV.1.a - Formule de Fischer : $V = 0,3\ A\ell^{3/2}$

Les pourcentages d'écart maximum sont en valeur absolue et relative respectivement de :

- 67,5 % : valeur absolue
- + 67,5 %
- - 28 %

} en valeurs relatives

La formule commet une erreur par :

- surestimation dans 82 % des cas
- sous estimation dans 18% des cas.

La répartition des poids réels correspondants aux poids estimés par excès ou par défaut suit la courbe de répartition pondérale générale.

En effet nous trouvons parmi les poids sous estimés des poids réels correspondants qui varient de 125 g à 720 g.

La moyenne de l'écart e en % pour toutes les valeurs calculées à partir de la formule de Fischer est donnée par : $m = \frac{\Sigma\ e\%}{N} = 14,6\%$

On attribue à cette moyenne un intervalle de confiance de 5%. La variance σ^2 n'étant pas connue nous l'estimons grâce à la formule : $S^2 = \frac{1}{n-1}\left[T_2 - \frac{(T_1)^2}{n}\right]$

ou n = 50, $T_1 = \Sigma\ e\%$ et $T_2 = \Sigma\ (e\%)^2$, on trouve :

$$S^2 = \frac{1}{50 - 1}\quad 21385 - \frac{544200}{50} = 210$$

Si l'on choisit un intervalle de confiance de 5 % (α) l'écart-réduit correspondant $\varepsilon = 1,96$ (tables de Fischer-Yates) et

$$m = 14,6 \pm \varepsilon \frac{S}{\sqrt{N}} = 14,6 \pm 1,96\ \frac{14,5}{7,1} = 14,6 \pm 3,9$$

On peut donc dire que tous les écarts compris entre zéro % et (14,6 + 3,9=) 18,5% entrent dans un intervalle de confiance d'au moins 5 % de la répartition des écarts. Pourtant ce résultat n'a de valeur que si l'on admet que la répartition pondérale suit une loi gaussienne !

Il paraît donc plus judicieux de recourir au test du χ^2 de Pearson, qui permet l'évaluation du degré de signification de deux répartition (la teorique et l'experimentale). Pour cela, il faut subdiviser les poids réels et calculés en classes égales, renfermant un nombre d'effectif au moins égale à 5. Sinon l'utilisation de la table des χ^2 n'est plus valable : $\chi^2 = \frac{(o_i - c_i)^2}{c_i}$

K classes = 3	Effectifs observés = o_i	Effectifs réels = c_i
40 - 200	17	27
200 - 360	26	17
360 - 520	5	4
Total (on a exclu les n°12 à 25)	48	48

La table des χ^2 donne pour un d d l (degré de liberté) égal à k - 1 = 2 un degré de signification α compris entre 0,02 et 0,01.

IV.1.b - Formule de Spencer : $V = 0{,}257\ A\epsilon^{3/2}$

Les pourcentages d'écarts maximums sont :

- en valeur absolue : 59 %
- en valeurs relatives : + 59 %
  - 38 %

La formule : surestime le poids réel dans 30 % des cas

sous estime le poids réel dans 66 % des cas

trouve la valeur exacte dans 4 % des cas

Ici encore, comme pour la formule de Fischer, la sur ou sous estimation se fait indépendamment du poids réel. En d'autres termes on commet des erreurs par

excès ou par défaut à la fois sur des poids réels élevés et faibles.

La moyenne de l'écart "e" en % pour tous les poids calculés par rapport à leur poids réel correspondant, nous est donné par :

$$m = \frac{\sum e\%}{N} = 13,4\ \%$$

Le degré de signification de la répartition des poids calculés par rapport à la répartition des poids réels évalué par le χ^2 donne une valeur α comprise entre 0,05 et 0,10.

IV.1.c - Formules types Larson

Nous avons d'après la courbe expérimentale, calculé les coefficients d'une fonction traduisant au plus près la distribution des volumes réels en fonction de la largeur du splénogramme postérieur Lp.

Par ailleurs et d'une façon arbitraire, nous avons séparé les poids réels supérieurs et inférieurs à 300 g.

Pour chacune de ces deux populations, les fonctions du premier degré correspondantes sont :

- poids $<$ 300 g : $V = 27,5\ Lp - 125$
- poids $>$ 300 g : $V = 80\ Lp - 700$

Pour les poids $<$ 300 g. nous avions par ailleurs établi une fonction parabolique du type $V = 1,5\ Lp^2$, toujours d'après la courbe expérimentale :

Les tableaux nous indiquent que les pourcentages d'écarts maximums sont :

- en valeurs absolues pour :
  - . poids $<$ 300 g : $V = 27,5\ Lp - 125 \Longrightarrow 78,8\ \%$
    $V = 1,5\ Lp^2 \Longrightarrow 68\ \%$
  - . poids $>$ 300 g $V = 80\ Lp - 700 \Longrightarrow 27\%$

• en valeurs relatives :

• poids 300 g :	$V = 27,5\ Lp - 125$		+78% -35%
	$V = 1,5\ Lp^2$	+68% -36%	
• poids 300 g	$V = 80\ 1P - 700$		+6,3% -27,6%

Comme pour les poids calculés à partir des formules de Fischer et de Spencer, les erreurs commises par excès ou par défaut le sont pour n'importe quel poids réel, faible ou élevé.

Pour ces trois formules la moyenne des écarts "e" en % est la suivante :

Poids $<$ 300 g	$V = 27,5\ Lp - 125$	m = 20,8%
	$V = 1,5\ Lp^2$	m = 22,5%
Poids $>$ 300 g :	$V = 80\ Lp - 700$	m = 8,45 %

IV.2. - DISCUSSION

La comparaison des moyennes des écarts montre qu'une seule est inférieure à 10 %

m = 8,45 %

La formule correspondante (V = 80 Lp - 700) ne s'applique qu'aux poids supérieurs à 300 g.

La courbe expérimentale montre par ailleurs la dispersion des points correspondants à des poids < 300 g. ce qui explique les valeurs élevées des autres écarts moyens.

Pour la formule V = 80 Lp - 700 nous avons calculé le coefficient de corrélation par la formule :

$$r = \frac{\sum x\,y - \frac{(\sum x)(\sum y)}{N}}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{N}\right]\left[\sum y^2 - \frac{(\sum y)^2}{N}\right]}}$$

ou x = PC
y = PR

La valeur de r = 0,94 confirme la bonne corrélation existante (pour des poids supérieurs à 300 g) entre la longueur en incidence postérieure et le volume Malheureusement ces chiffres ne sont basés que sur 10 cas cliniques.

Il est à noter par ailleurs que les formules incluant les surfaces spléniques latérales (Ac) donnent des moyennes des écarts comprises entre 10 et 15% ce qui est plus significatif que les écarts moyens obtenus avec les formules prenant en considération la largeur en incidence postérieure.

La valeur relativement élevée des écarts moyens peut s'expliquer par deux difficultés méthodologiques :

- d'une part le poids réel connu est le poids anatomopathologique et non le poids chirurgical,

- d'autre part le délai séparant la scintigraphie de la splénectomie est des plus variables;

IV.3. - CONCLUSION

En confrontant les résultats obtenus par cinq méthodes d'estimation différentes on constate que la meilleure correspond aux formules de Spencer et de Fischer qui incluent la surface splénique en incidence latérale (Ac).

Toutefois, si l'on ne considère que les poids supérieurs à 300 g, la meilleure estimation est fournie par la formule de Larson remaniée qui tient compte du diamètre splénique en incidence postérieure.

oOo

V - CONCLUSION

1 - Les difficultés d'examen de la rate et surtout le désir de pouvoir estimer d'une façon précise ses dimensions nous a conduit à essayer de déterminer le poids de la rate à partir du scintigramme obtenu après injection d'hématies technétiéeset fragilisées par la chaleur.

Les grandes variations de volume et de forme de cet organe, même chez le sujet normal, nous font en effet penser qu'il est préférable d'utiliser un meilleur critère que la simple mesuration du grand axe pour apprécier son volume.

2 - Dans ce but nous avons étudié les scintigraphies de 50 sujets atteints de maladie de Hodgkin et confronté nos résultats avec les données macroscopiques de l'anatomopathologiste, après la splénectomie.

Les poids estimés ont été calculés d'une part à partir du scintigramme de profil et d'autre part, à partir du scintigramme postérieur.

3 - Pour chacune des incidences nous avons utilisé plusieurs représentations géométriques tenant compte non seulement de la surface du splénogramme mais aussi du diamètre.

4 - Il en résulte une corrrélation significative entre la surface de projection latérale, le diamètre postérieure et le poids observé par l'anatomopathologiste.

5 - Cette mesure simple devrait à l'avenir être utilisée très largement

car une bonne connaissance du volume splénique est indispensable au clinicien qu'il s'agisse d'affections bénigne ou maligne de maladie évolutive ou en rémission.

oOo

BIBLIOGRAPHIE

1 - SAMUELS L.

Estimation of spleen weight from posterior radio isotop scan
Journal Ass. Canad. Radiologiste : 20, 192, 1969

2 - FISCHER J., WOLF R.

Quantitative estimation of spleen size by scintigraphy
German Med. Monthly 9 : 63-68, 1964

3 - HOLZBACH R.T.

Evaluation of spleen size by radioactive scanning
J. Lab. Clin. Med. 60 : 902-913: 1962

4 - SPENCER R.P.

Détermination of organ volums by scintillation scanning
J. of Nuclear Medicina 5 : 444-452,1964

5 - WINKELMAN J.W.

Visualization of the spleen in man by radioisotope scanning
Radiology 75 : 465,1960

6 - JOHNSON P.M., HENRION

Technical consideration in the scintillation scanning of the human spleen
Radiology 76 : 438, 1961

7 - GONGORA R.,JAMMET H., BILSKI-PASQUIER G.

Scintigraphie splénique dans la maladie de Hodgkin
In Symposium on medical radioisotope scintigraphy, Salzbourg,
Austria 6-15/8/68, Vienne, IAE

8 - GONGORA, BILSKI-PASQUIER

Scintigraphie splénique
Sem. Hopt. 1966, 42, 1452

9 - FISCHER J.

La splénoscintigraphie et l'exploration fonctionnelle de la rate
7e table ronde, Nancy, 2-3,4.1965

10 - NOUEL J.P.

Le marquage des hématies par le technitium 99m
La Presse Médicale, 1970, 78, 73

11 - FISCHER J., WOLF R.

Technetium 99m as a label for erythrocytes.
Journal of nuclear medicine 8 : 229-232, 1967

12 - PARMENTIER C.

Confrontations entre les données de la scintigraphie splénique et les constatations anatomiques dans la maladie de Hodgkin
Ann. Radiol., 1969, 12 (1-2),43-56

13 - SPENCER R.P.

Relationship of surface area on roentgenograms and radioisotopic scans to organ volumes.
Journal of nuclear medicine 8, 785-891, 1967

14 - ROLLO F.D.

The determination of spleen mass, from radionucleide images
Radiology, 97, 583, 1970

15 - LARSON S.M.

Dimension of the normal adult spleen scan and prediction of spleen weight
Journal of nuclear medicine, 12, 123, 1971

16 - SALVATORE M.

Determination of spleen weight from posterior radioisotope scan
The Journ. of Nuclear biology and medicine, 1972, 108-110

17 - F. TEILLET,C. WEISBERGER

La splénectomie dans la maladie de Hodgkin
EMC, Sang, 1971, 13030 A 20

oOo

Vu le Président de Thèse

Pr. BILSKY-PASQUIER

Vu le Doyen de la Faculté
Broussais Hotel-Dieu

Pr. HOUSSET

Vu et Permis d'imprimer

Le Recteur de l'Académie de Paris

R. MALLET